OUKA
Osaka University Knowledge Archive

Title	胸部レ線撮影の診斷能向上に關する研究
Author(s)	村上, 晃一
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1958, 17(12), p. 1397-1417
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/20393
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

Osaka University

胸部レ線撮影の診斷能向上に關する研究

九州大学医学部放射線医学教室（主任　入江英雄教授）
村　上　晃　一

（昭和32年8月25日受付）

第1章　緒　　言

胸部疾患の診斷にレントゲン線が使用される様になつて以來今日迄，其の診斷能力を向上せしめるために，多くの人々に依つて種々の見地よりの研究が行われて來，撮影法や，裝置の改良が加えられて來た[1-9,11-13]．

此れ等の努力は主として裝置のレ管電流容量の擴大，すなわちレ線の量に關する方面に向けられ，使用レ管電壓すなわち使用レ線の質に關しては，レ線像の對照度と診斷能との關係を重視し，比較的低電壓，軟線の使用が一般に行われて來た．所が近年に至つて從來胸部レ線撮影に用いられなかつた様な高い電壓を使用すれば，より低電壓での撮影に依つては得られない利點のある事が認められて，此れに關して活潑に研究が行われる様になつた[10,14,17,18,19,20,21,24,25,26,27,28,31,33,34,35,36,37,38]（諸外國特に歐州諸國では血管造影等連續撮影を必要とする場合，レ管及び患者の負荷の遞減を目的としてその實用化が進められ，使用した經驗から，日常の撮影にも有利である事を知つて使用して居る所も2，3存在する[17,25,28]）．然しながら我が國に於ては，此れ迄其の研究對象は主として基礎的實驗に向けられて居り，1955年迄は專用の撮影裝置も無く，日常の撮影に實用化されるには至つていなかつた．

幸いに，我が國にも專用の撮影裝置が製作され，入手する事が出來たので，此れを用いて胸部レ線撮影を行い診斷能の高いレ線寫眞を得るために考慮すべき諸問題に關して理論的實驗的考察を加え，又實際の高電壓胸部レ線像を觀察して其の特異性及び今後の問題に就いて論及する．

第2章　胸部レ線寫眞の診斷能を決定する諸因子

第1節　總　　論

レ線像の診斷能を決定する諸因子のうち主要なものとしては，次の3つが存在する．

1）對照度
2）尖銳度
3）像の擴大，歪曲

1）對照度

一般に強度 I_0 の入射光線がフィルム通過後に強度Iになつたとすれば，此のフィルムの黒化度Dは

$$D = \log_{10}\frac{I_0}{I}$$ で定義される．

次にフィルム上の2點A，B 間の對照度Kは

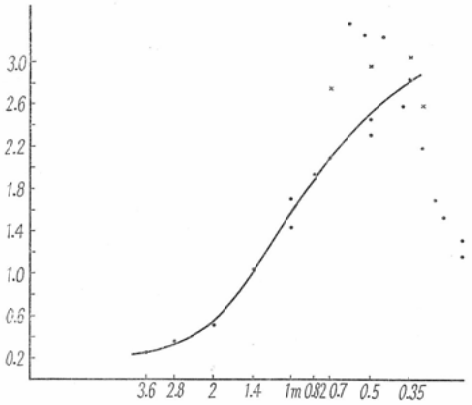
$K = |D_A - D_B|$ で定義される．但し D_A，D_B は夫々フィルムの點 A，B に於ける其のフィルムの黒化度である．

從つて
$$K = \left|\log_{10}\frac{I_0}{I_A} - \log\frac{I_0}{I_B}\right| = \left|\log_{10}\frac{I_B}{I_A}\right|$$

此の對照度の概念はレ線學上他の意味にも用いられる．すなわち，上の定義でフィルムを被寫体に，可視光線をレ線に夫々置き換える場合であつて，此の場合にはレ線の線コントラストと呼ばれる．此の場合，黒化度に相當するものは定義されて居ないが被寫体のレ線減弱の程度を示すもので，レ線減弱能と呼ぶべきものである．線コントラストに對し始めに定義した對照度を寫眞コントラストと呼ぶ．

レ線フィルムの黒化度と此れに入射するレ線量との關係を實驗的に求めると圖に示す様なS字狀の曲線が得られる．此れをフィルムの特性曲線と呼び，その形はフィルムの種類現像條件等に幾分影響され．圖に示す如く，脚部，直線部，肩部が區別され，直線部に於いては，$D=\gamma\log I+C$ が成立する（但し γ，C は常數）．

第1図　Type Y, SDX-1, 19℃, 5′
貴船 140KV　0.01sec　15mAp（γ＝1.4）



此の曲線の方向係數$\frac{dD}{d\ \log\ I}$を各點で求めて，黒化度増加に對するその變化を調べると，直線部分が最大一定値であつて，その他の部分は何れも此れより小である．

從つて一定の線コントラストを有するレ線がフィルムに入射した場合にフィルム上に生じる影像の示す對照度は，レ線の強度が直線部分に相當する場合が最大であり，此れよりレ線強度が大であつても小であつても，低下する事になる．此の直線部分の方向係數，すなわち前式の常數γを其のフィルムのガンマーと呼ぶ．此の値はフィルムの種類，増感紙使用の有無，増感紙の種類に現像條件等の支配を受ける．

圖に示したのは，以下の實驗に用いた，さくらYタイプフィルムの指定現像液ＳＤＸ－１，19℃ 5分タンク現像，極光増感紙ＦＳ使用の場合の特性曲線である．

一方レ線コントラストは，レ線の質，通過する物質層の厚さ，密度，物質の種類，散亂線含有率に依り決定される．

2)　尖鋭度

一般に鋭利な切斷面を有する直方体をフィルム上に置いて，此れに垂直にレ線を入射せしめて撮影を行つた場合，此のフィルム上の黒化度分布を，被寫体の有る部分と無い部分の境界線に直角な方向に測定すると，此の境界線に相當する點で黒化度が突然變化して，其の中間の黒化度を示す部分は全く存在しない筈であるが，實際には此の境界の部分で中間の黒化度を示す帶狀の巾を持つた部分がある．此の中間帶の巾が大である程尖鋭度が低い又は不尖鋭であると言う．尖鋭度が低いと陰影中の微細な構造は認められなくなるので，尖鋭度は大である事が望ましい．

尖鋭度を決定する因子には次の3つが存在する[12,13,7,8]．

(1)焦點が幾何學的な點でなく，一定の大きさを有するための半陰影の存在．

(2)撮影中にフィルム，被寫体，管球の相互位置が變化する事．

(3)フィルム又は増感紙自体が均質無構造で無い事，すなわち粒狀性である事[39]．

(1)の半陰影に起因する尖鋭度の低下を小にするためには，焦點の大きさを小さくする事．焦點と被寫体間距離を大にする事，被寫体フィルム間距離を小にする事が有効である．(2)の運動に依る不尖鋭度に對しては，撮影時間の短縮，肺の運動（主として心の運動に依り起る）を出來るだけ小にするため，心運動周期中運動最小時に撮影する心搏運動撮影の實施，撮影裝置，フィルム保持器具の振動防止に留意する必要がある．(3)のフィルム，増感紙の粒狀性に依る尖鋭度低下に對しては，微粒子の感光材料増感紙の使用，無増感紙撮影，現像法現像條件に對する注意が必要である．

此れ等の尖鋭度を改善するための諸條件は互に排反する事が多いので，最も適當と思われる條件を撰定する必要がある．

3)　レ線像の擴大歪曲

撮影に用いられるレ線束は平行線束でなく，被寫体フィルムから一定の距離にある焦點から發生しているので，フィルム上に生じた被寫体の像は必ず擴大されて居り，且つ被寫体がレ線束の方向及び此れと直角な方向に擴りを有するために，被寫体内の各部で擴大率が異り，レ線像には歪が存する．像の擴大を小にするためには被寫体フィルム間距離を小に，被寫体焦點間距離を大にする事が望ましい．此の事は又像の歪みを少くする爲にも有効である．

第2節　上記諸因子の相互關係

以上述べた諸因子は互いに影響を及ぼし合つて居り，其の何れか1つのみを向上させても寫眞全体の質を向上させる事は出來ない．又その内の何れか1つだけでも著しく劣つたものがあれば，レ線寫眞の全体の質は此の最低の水準に迄引き降されて終うから，レ線寫眞の質の向上には此れ等の諸因子間のつり合いの取れた適當な點を撰ぶ事が必要である．

以下の諸章に於いてレ管電壓を從來より高くする事に依つて，此れ等の因子間に起る變化を明らかにし，適當なレ線像を得るために考慮せねばならぬ諸問題に就いて行つた理論的實驗的檢討の結果を述べる．

第3章　使用レ線の線質と對照度との關係

第1節　レ線波長と物質のレ線減弱係數

實驗的理論的に，強さ I_0 の單一波長レ線が厚さdの均質な物質pを通過した後の強度Iは

$I=I_0\, e^{-\mu d}$ であたえられ，μ は減弱係數と呼ばれる．此の際のレ線の減弱は，レ線と物質との相互作用に依つて行われ，周知の如く此の相互作用には，“光電吸收”“散亂”“電子對創生”の3つが存在する．

此の各々に基く減弱係數を夫々 μ_a, μ_s, μ_p, とすれば

$$\mu=\mu_a+\mu_s+\mu_p$$ であり

前式は $$I=I_0\, e^{-(\mu a+\mu s+\mu p)d}$$

と書く事が出來る．

μ は物質及びレ線波長に伴つて變化するが，其の詳細に關しては古來充分に檢討されて居り，人体を構成する諸物質に關しては，神田の發表[IV, VI]もあるので此所では簡單に說明する．

1 MeV 以下のエネルギー領域では放射線と物質の相互作用に依る電子對創生は起らないので，此所では考慮する必要はない．

散亂に依る減弱がほゞ波長に比例して增すのに對し，光電吸收に依る減弱は管電壓 500KV[40]以下の領域では波長の3乘に比例するから，物質に依るレ線の減弱は長波長領域に於いて光電吸收が支配的になるに至つて急激に增大する．

物質とレ線との相互作用に依るレ線減弱の際，物質の原子番號が大になると光電吸收の有効な波長領域がより短波長側へと移動する事が知られている[40]．

すなわち，低原子番號，中程度原子番號，高原子番號の物質の代表的な例として，酸素，銅，鉛をとると，表に示す通り酸素では25KV，銅では125KV，鉛では 500KVで夫々減弱の50%づゝが光電吸收と散亂に起因している．10～ 100KVの領域では酸素は主として散亂に依り，銅では主として吸收に依り減弱が行われているわけである．

上記は單一波長レ線に就いて成立する事であるが，我々が一般に撮影治療に使用しているレ線は單一波長ではなく，連續スペクトルを有して居

第　1　表

	酸素		銅		鉛	
	散亂	吸收	散亂	吸收	散亂	吸收
10KeV	7%	93%	0.5%	99.5%	5.6%	94.4%
20	21.7	78.3	2.0	98.0	2.9	97.1
40	77.5	22.5	7.0	93.0	8.6	91.4
60	92.2	7.8	14.5	85.5	14.7	85.3
100	98.3	1.7	37.0	63.0	5.4	94.6
200	99.6	0.4	77.5	22.5	15.1	84.9
400	100	0	95.2	4.8	39.7	60.3
600	100	0	98.1	1.9	57.1	42.9

(40) (H.E. Johus, and J.S. Laughlin, Radiation Dosimetry p. 82, Academic Press INC. New York. 1956)

り，線質の表現に用いられる管電壓はその中の最短波長を示すに過ぎない．從つて上記の關係が其のまゝ連續スペクトルを有するレ線に關して成立すると速斷は出來ないので，此れに對する檢討を加えるために次の樣な實驗を行つた．

單一波長レ線の減弱の場合と同樣に通常撮影に使用される連續スペクトルを示すレ線（以下連續レ線と略記）に於いても $I=I_0 e^{-\mu d}$ なる關係が成立すると假定する（但し I は始め I_0 の強度のレ線が厚さ d の物質層を通過した後の強度，μ は常數）．

一方フィルムの黒化度 D とフィルムに達するレ線量との間には，線量がフィルム特性曲線の直線部分にある限りは

$$D=\gamma \log I+C$$ が成立する．

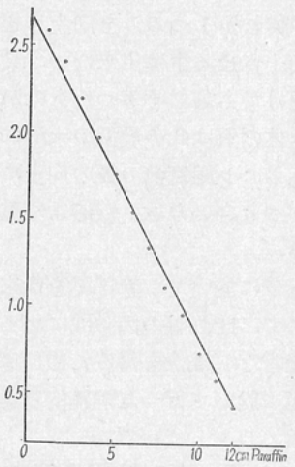
從つて先きの假定が成立するとすれば，吸收層の厚さ d と，黒化度 D との間には

$D=D_0-\mu d\ \gamma \log I^{\circ}$（$D_0$ は d=o の時の黒化度）が成立する筈である．此の假定が成立するか否かを調べるためにパラフィンで一段1cmの12段の階段を作つて此れを撮影し，フィルム黒化度を島津山部式黒化度計にて測定しパラフィンの厚みとの關係を見た．使用レ線發生裝置は島津蓄電器放電式撮影裝置「貴船」號及び深部治療裝置「信愛」號で，使用フィルムはフジ醫療用，增感紙は極光 FS，現像は指定 FD－111，20°C 5分のタンク現像である．

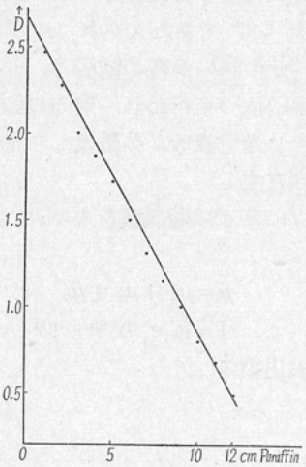
結果は圖に示す通りで，大体に於いて直線關係にある事が認められる．たゞ吸收層が厚くなるとスペクトルの軟線部分が吸收されて硬成分の割合が增加するので幾分減弱が少くなるのが認められる．此の事實から，連續レ線に於いても單一波長の減弱係數に相當するものが存在する事が判明したが，此の見かけ上の減弱係數と呼ぶべきものの使用レ線の質に依る變化を追求するために，パラフィン以外にも，アルミニウム，銀を用いて同樣な實驗を行つた．

表に示す樣に使用レ線の線質は，80KVp Al 1.0mm濾過，100KVp Al 1.0mm濾過，120KVp Al 1.0mm濾過，140KVp Al 1.0mm濾過，160KVp Al 1.0mm濾過，180KVp Al 2.0mm濾過，200KVp Al 2.0mm濾過，200KVp Cu 0.9mm＋Al 0.5mm 濾過，200KVp Cu 1.5＋Al 0.5mm 濾過で．使用裝置は80～140KVp 迄は「貴船」號，160KVp～200KVp は「信愛」號，フィルム，增感紙，現像條件は前實驗と同じである．

第2図 100KV「貴船」



第3図 120KV「貴船」にて撮影
Film Fuji Medical X-ray
FD-111 20°C 5′

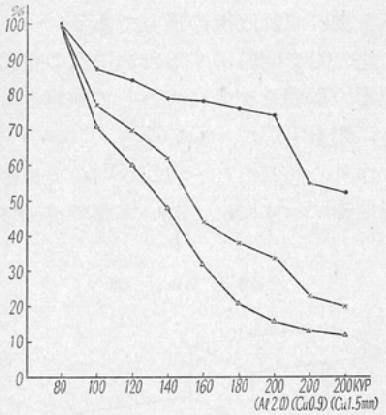


上記の樣な種々の異つた線質のレ線を用いて，厚さ12cmのパラフィン，12mmのアルミ板，0.2mmの銀板を撮影して，被寫体の無い部分との對照度を測定した．

第　2　表

		パラフィン 12cm	%	Al	%	Ag	%
80KVp	Al 1.0	2.58	100	2.10	100	1.65	100
100	〃	2.23	87	1.61	77	1.18	71
120	〃	2.17	84	1.47	70	0.99	60
140	〃	2.04	79	1.29	62	0.79	48
160	〃	2.02	78	0.92	44	0.53	32
180	Al 2.0	1.95	76	0.80	38	0.34	21
200	〃	1.91	74	0.71	34	0.27	16
200	Cu 0.9+Al 0.5	1.43	55	0.48	23	0.22	13
200	Cu 1.5+Al 0.5	1.34	52	0.43	20	0.20	12

第4図　線質の変化に依る対照度の低下
•パラフィン　×アルミニウム　△銀



結果は表及び圖に示す通りで，レ管電壓の増大，濾過の厚さを増すに從つて何れも減弱率の低下を來すが，その低下の割合は3種の物質で一樣でなく，80KVp と 140KVp に於ける減弱率の變化は，パラフィンで79%，アルミニウムで62%，銀では48%となつて居り，連續レ線でも單一波長レ線に於いて認められているのと同樣な傾向が認められる．

すなわちレ管電壓の低い場合は主として吸收に依る減弱が，レ管電壓の高い場合は散亂に依る減弱が起るために，此の電壓領域に於いてパラフィンよりアルミニウムがアルミニウムより銀が光電吸收の影響をより大きく受けているのであると推定される．

此のレ線質に依る減弱率の低下の割合をパラフィンとアルミニウムで比較してみると次表の通り

第　3　表

	Al	Paraffin	Al/Paraffin
80KVp	1	1	1
100	0.77	0.87	0.885
120	0.70	0.84	0.833
140	0.62	0.79	0.784
160	0.44	0.78	0.564
180	0.38	0.76	0.500
200 (Al2.0)	0.34	0.74	0.459
200 (Cu 0.9)	0.23	0.55	0.418
200 (Cu 1.5)	0.20	0.52	0.384

となる．

第2節　胸部レ線寫眞の對照度とレ管電壓との關係

現在迄に述べた所で明らかな樣に，レ線が種々の厚さの種々の種類の物質層から成る被寫体を通過した後のレ線コントラストは，減弱過程に於いて發生する二次散亂線を無視すれば一定の被寫体に對しては使用レ線のレ管電壓の低い程，又濾過が小である程大である．從つて此れに依りレ線フィルムに生じるレ線像の寫眞コントラストも，レ管電壓が低く濾過の小さい程大であつて，より微細な構造迄も認知可能であると考え易い．然しながら，レ線フィルムの特性部分の長さには一定の限度があつて，入射レ線の線コントラストが此れ以上であると，直線部分に入らない部分が生じ，此の部分の寫眞コントラストは著しく低下する．すなわち，寫眞感光材料の表現能力には，其の忠實度に一定限界があり，此の限界を越えて線コントラストを増しても，感光材料上に其の全部

を忠實に表現する事は不可能である．勿論線コントラストが大であれば，フィルムの直線部分に入つた場合，此の部分の微細構造の出現能力は大となるであろうが，直線部分以下では寫眞コントラストは低下し微細構造の出現能力は著しく低下する事になる(IX, III, 9)．

實際の胸部レ線撮影に於いて，レ線像上の各點の對照度が何の様になつているか，又其のレ管電壓との關係を見るために次の實驗を試みた．

先づ人体胸部の各點を表わすファントームを製作するため同一フィルム上に厚さ18cmの男子の胸部と，パラフィンで作つた楔とを同時撮影し，肺野中心の最大黒化度を示す部分，肺尖部外側の一點及び心臓陰影の重積した部分の3點を定め，此れと同じ黒化度を示すパラフィンの厚さを求めて，夫々7，12，17cmと言う値を得た．
從つて圖に示す様なパラフィン製の7，12，17cmの階段を作り50KVp Al 1.0，70KVp Al 1.0，140KVp Al 1.0にて撮影して何れも7cmの厚さの部分の黒化度が2.0になる様にした．此の場合各部分の黒化度を測定した結果は表の通りである．

第　4　表

	7cm	12cm	17cm
50KVp	2.0	0.75	0.40
70	2.0	0.87	0.55
140	2.0	1.08	0.67

すなわち50KVp では肺野中心部の黒化度を通常の撮影法では稍く黒過ぎると考えられる 2.0に迄達せしめても，肺尖野外側の黒化度は0.75であるに過ぎず，心臓陰影との重積部では僅かに0.40であつて特性曲線脚部の低對照度領域にある．

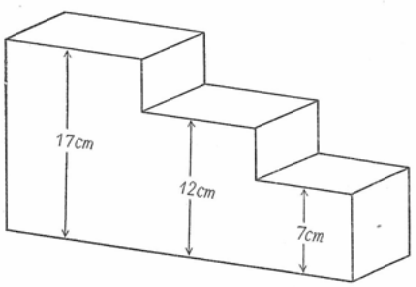
此れに對して70KVp では夫々0.87，0.55，更に 140KVp では1.08，0.67であつて肺尖野外側の低黒化部分が充分にフィルムの直線部分に入り對照度を増していると考えられる．

實際に此の段階の上にパラフィンで作つた直徑1cm及び3cmの小球，直徑1cmの白墨球，直徑3cmの米粒球を置いて撮影を行つた所，厚さ7cmの部分では電壓の如何に關らず何れをも認め得るのであるが，12cmの所すなわち肺尖野外側に相當すると考えられる部分は，電壓の上昇に伴つて對照度を増して居り，前記の推論を證明している．此の關係を表にすれば次の通りである．

更に此の點を明確にするために次の實驗を行つた．電壓の影響を充分に大として觀察を容易とするため，銅を用いて1段の厚さ 0.1mmの11段の隆階段を作り，此れを70～ 120KVp で撮影した．

表及び圖に示す様に，高い電壓では全体にわた

第　5　図



第　5　表

	7 cm				12cm				17cm			
	○	●	◍	◉	○	●	◍	◉	○	●	◍	◉
50KVp	##	##	##	##	+	##	##	##	−	+	±	±
70KVp	##	##	##	##	##	##	##	##	±	+	±	+
140KVp	##	##	##	##	##	##	##	##	+	+	+	+

○ 1 cmパラフィン球
● 1 cm目墨球
◍ 3 cmパラフィン球
◉ 3 cm米粒球

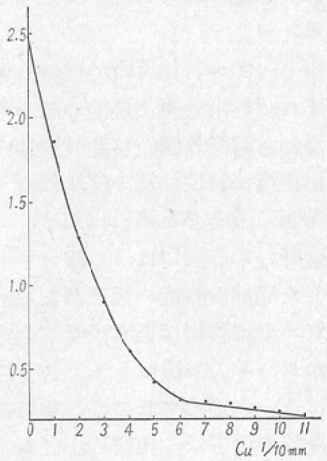
(##) 明らかに認め得る
(##) 認め得る
(+) 辛うじて認め得る
(±) 殆んど認められない
(−) 認められない

つて一様な對照度を有するが，低電壓では數段に對する對照度は極めて高いが，其の他の部の對照度は極めて惡い．

第　6　表

	120	110	100	90	80	70 KVp
0	2.65	2.59	2.46	2.78	2.63	2.48
1	2.43	2.26	2.12	2.50	2.22	1.86
2	2.24	2.01	1.87	2.17	1.81	1.29
3	2.07	1.85	1.64	1.92	1.40	0.90
4	1.94	1.70	1.45	1.69	1.11	0.61
5	1.80	1.59	1.29	1.47	0.95	0.43
6	1.71	1.45	1.16	1.28	0.73	0.32
7	1.65	1.33	1.03	1.10	0.59	0.30
8	1.51	1.19	0.88	0.93	0.49	0.29
9	1.35	1.04	0.79	0.77	0.39	0.26
10	1.20	0.98	0.67	0.65	0.36	0.24
11	1.12	0.85	0.63	0.60	0.30	0.22

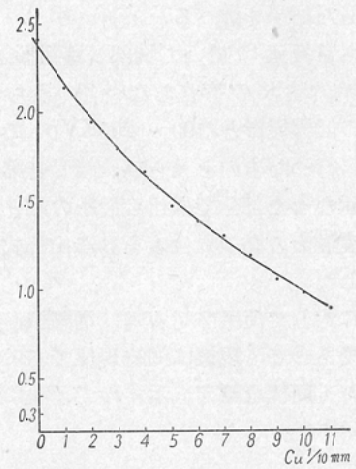
第6図　70KVp



黒化度0.60～2.50を表現が正確である範圍とすれば，此の間に入る段數は70KVp では4，80 KVp で7，90KVp で10となつて居り，低電壓での撮影では大部が，表現不正確な領域に入つて居る事が了解される．

此の點に關して入江教授はレ線寫眞全体の對照度を概觀對照度，此れに對して此の例で認めた様な局部的な陰影の出現に關係する對照度を局部對照度と呼んでレ線寫眞の對照度を論ずるに當つて區別すべきであると提唱しているが，此の表現法を用いれば，低電壓撮影は概觀對照度を過大にし，

第7図　130KVp



局對部照度を低下させる場合があると言う事が出來よう．

更に實際の胸部撮影に當り考慮すべき骨陰影の存在に就いて論じてみよう．レ線の物質に依る減弱は，物質の原子番號に大きく左右されるが，人体を構成する組成中，一般の軟部組織が H.O.N.C 等の原子番號1～8の低原子番號の物質で出來ているのに對し，骨の主要成分である Ca は原子番號20であつて，前者に比して著しく原子番號が大であるのでレ線減弱に關しても特異な點が存在する．すなわち前節でパラフィンとアルミニウム板を用いた實驗で見られた様に，從來胸部撮影に用いられていたレ管電壓では骨に依る減弱は軟組織に比して著しく大であるが，低原子番號の物質から成る軟組織は主として散亂に依り，此れに對しはるかに高原子番號の物質から成る骨は主として吸收に依つて減弱が行われていると考えられるので，より高電壓による撮影を行えば，軟組織も骨も共に減弱係數が低下するが，特に骨に於いて，此れが著明であると考えられる．

前項のファントーム實驗では單に軟部組織の厚さの差に依るレ線コントラストが，使用電壓の上昇に依つて低下し，此の結果として胸部レ線寫眞の局部的對照度が向上する事を認めたが，次に骨陰影の存在に依る局部對照度の低下に對し管電壓が何の様な影響を及ぼすかに就いて，實際に撮影

した胸部レ線フィルムの黒化度を測定する事に依つて検討した結果を述べる.

すなわち當教室に於いて胸部レ線撮影を行つたもので病的陰影の存在しない者のうち50～60KVp での低壓撮影と 100～ 200KVp での撮影とを同時に行つたものをえらび，鎖骨と第1肋骨前弓とが重なつた部分で黒化度最小の點と，肺野内で黒化度最大の點の黒化度を島津山部式黒化度計で測定した.

同一人に對して使用フィルム，増感紙，撮影日時は同一であつて，現像は同時現像である．測定結果は何れも同様な傾向を示すので，次に代表的な2例を示す.

第1例

撮影條件　53KVp Al 0.5㎜濾過

140KVp Al 1.0㎜濾過　7：1單一格子使用

黒化度は次の通りである.

第　7　表

撮影電圧	肺野中心	肋骨鎖骨重積部
53KVp	1.56	0.60
140KVp	1.57	0.97

第2例

撮影條件　56KVp Al 0.5㎜濾過

120KVp Al 1.0㎜濾過　7：1單一格子使用

200KVp Cu 1.5㎜＋Al 0.5㎜濾過

11：1交叉格子使用

黒化度は次の通りである.

第　8　表

撮影電圧	肺野中心部	肋骨鎖骨重積部
56KVp	1.47	0.47
120KVp	1.39	0.75
200KVp	1.21	0.98

第1例，第2例共に肺野の最大黒化度を示す部分は，通常診斷上に適當であると考えられている1.5程度に達しているが，肺尖部の骨陰影の重積した部分の黒化度は低電壓での撮影ではフィルム特性曲線の脚部に入つて居り，此の部の肺野にレ線を吸收する様な病巣が存在しても充分な局部對照度は期待出來ない之れに對して，より高い電壓を撮影に使用すれば，電壓の上昇に伴つて此の部の黒化度は著明に増加して特性曲線の直線部分に入つて，陰影が存在した場合に充分な局部對照度が期待出來ると考えられる.

以上の結果から，從來の撮影電壓ではレ線コントラストが大であるので直線部分に入つた場合は充分な局部對照度が得られるが，肺野中心は充分な黒化度を有して居て特性曲線の直線部分に入つていても，レ線コントラストが過大なために，軟部組織の厚い部分，例えば肺尖部外側は特性曲線の脚部に入つて終う．又軟組織に比して骨に依るレ線の減弱が大なために，骨に重なつた部分も此れと同様な關係にある．從つて此の部分の微細な構造は局部對照度の著しい低下に依つて殆んど認め難くなる.

此れに對し 120～ 140KVp 程度の電壓を使用して撮影すれば從來陰影出現能の極めて低かつた部分，すなわち肺野外側及び肋骨陰影におゝわれた部分の黒化度が特性曲線の直線部に入るため，診斷能を著明に改善する事が出來る.

此の際肺野の中心部では，レ線コントラストの低下に比した局部對照度の低下があるが，肺野中に認められる微細陰影は低原子番號の物質に依つて生じるから，そのレ線コントラストの低下はあまり大ではない．從つて此の部の局部對照度に基因する診斷能の低下は，比較的小であると考えられる.

第3節　二次散亂線に依る對照度の低下

對照度に關する前節迄の議論は二次散亂線の影響を無視して居る．入射レ線と被寫体を構成する物質との相互作用の結果生じた二次散亂線のうち一部は，再び被寫体を構成する物質に依り散亂，吸收等の過程に依つて減弱されてフィルムに達しないが，一部はフィルムに達して此れに寫眞作用を及ぼし黒化させるわけである.

散亂線の波長分布及び方向分布を定量的に理論から求める事は，此れがフィルムに達する迄に多重散亂を行うので不可能である．たゞ散亂過程を

考慮すればその波長分布は一次線のそれよりも長波長側に移つている事が理解される．又一次線の波長が短くなる程，二次線の波長も小となり，方向も前方に散亂される割合が增加するものと考えられるし，一次線の減弱機轉のうち散亂に依るものの割合が吸收に依るものに比して擴大するので，フィルムに達するレ線のうち二次線の占める割合が增加する事は明かである．實際に撮影電壓の上昇が散亂線含有率を增す事は，古くから知られる所である[9,5,16,18]．

此の二次散亂線が對照度に及ぼす影響について考える．散亂線のフィルム上の各點に於ける絶對強度は，一次線の線質，線量，被寫体の厚さ，被寫体の種類，被寫体内で散亂線を強く發生する部分の分布狀態等に支配されるので，フィルム上の各點で均一では無いであろう．假りに推論を簡單にするために此れがフィルム上の各點に於いて均一であるとする．此の假定は實際の胸部撮影に於いても相當に滿足されているものと考えられる．

強度 I_0 の入射レ線が被寫体Oを通過して減弱される場合，その被寫体内の異る2點で夫々 I_1, I_2 になつたと考える．此の場合フィルムには散亂線 I_s を加えて夫々 I_1+I_s, I_2+I_s が到達する．

今 $I_1>I_2$, $I_s = aI_1$ とする．散亂線の影響を無視すれば，I_1 と I_2 との間の線コントラストは

$$\log_{10}\frac{I_1}{I_2} > 0$$ となる．散亂線が加わつた場合の線コントラストは

$$\log_{10}\frac{I_1+I_s}{I_2+I_s}$$ である．

$I_1>I_2$ であるから

$$\frac{I_1+I_s}{I_2+I_s}=\frac{I_1+aI_1}{I_2+aI_1}$$

$$=\frac{I_1+aI_1}{I_2+aI_2+a(I_1-I_2)}$$

$$=\frac{I_1(a+1)}{I_2(a+1)+a(I_1-I_2)}$$

$$\therefore \quad \frac{I_1+I_s}{I_2+I_s}<\frac{I_1}{I_2}$$

從つて散亂線が加わると線コントラストの低下が起る．

此の場合フィルム上の對照度の低下は

$$\gamma \log\frac{I_1}{I_2}-\gamma \log\frac{I_1+I_s}{I_2+I_s}=\gamma \log\frac{1+a'}{1+a}$$

$$a'+a\frac{I_1}{I_2}$$ に依つてあたえられる．

$\gamma=1.0$, $\gamma \log\frac{I_1}{I_2}=0.3$ ($I_1 \fallingdotseq 2I_2$) の場合の a と，對照度低下との關係は次表の通りである．

第　9　表

a	対照度低下	散乱線含有時の対照度
0.1	0.004	0.30
0.2	0.068	0.23
0.3	0.090	0.21
0.4	0.107	0.19
0.5	0.124	0.18
0.6	0.137	0.16
0.7	0.149	0.15
0.8	0.158	0.14
0.9	0.167	0.13
1.0	0.176	0.12

▲散亂線含有率0の場合の對照度が 1.0の場合は

第　10　表

a	対照度低下	散乱線含有時の対照度
0.1	0.26	0.74
0.2	0.40	0.60
0.3	0.49	0.51
0.4	0.55	0.45
0.5	0.60	0.40
0.6	0.64	0.36
0.7	0.67	0.33
0.8	0.70	0.30
0.9	0.72	0.28
1.0	0.74	0.26

となり散亂線の存在に依る對照度の低下は極めて著しい．從つて胸部レ線寫眞の診斷能を向上させるために，從來より高い電壓を使用する場合には，發生する散亂線を何等かの方法に依つて除去する事が必要である．

此所で注意しなければならぬのは散亂線の存在と，散亂現象とを混同しない事である．フィルムに達する二次散亂線の存在はレ線像の對照度を低下せしめるが，散亂現象其のものは，レ線像の現

出に重要な役割を演じて居るので，先きにも述べた通り，通常胸部撮影に用いられるレ管電壓では，レ線の減弱するわちレ線像の出現の大部分は散亂現象に依つて行われているのであつて，吸收に依るものは極めて僅かである．

第4節　散亂線除去法

散亂線を除去するには，フィルムに達する一次線と散亂線との性質の差を利用しなければならない．

先づ方向性の問題を取り上げれば，一次レ線がフィルムに直角に近く入射するのに對し，散亂線の方向は大体に不規則である．此れを利用して，一次線の方向と平行に薄い鉛板を一定間隔を置いて並べた鉛格子を被寫体とフィルム間に挿入すれば，二次線のうち一次線に平行でないものは此の鉛に當つて吸收されフィルムに到達しない．又フィルム被寫体間距離を大にすると，散亂線はフィルムに達せず外方にそれて終う事になる．

次に波長分布の問題に就いてみれば，散亂線の波長は一次線より大であるから，此の物質透過力の差を利用し，フィルムと被寫体との間に，散亂線除去濾過板を置いても散亂線除去の可能性がある．

次に上に述べた各法を胸部レ線撮影に使用した場合の得失に就いて檢討した．

1)　散亂線除去格子

その構造が薄い板狀のものであるために，此れを用いた場合の，フィルム被寫体間距離の増加は僅かであつて，此のための尖鋭度の低下，像の擴大等のおそれがない．又散亂線除去効果も充分大であるが，鉛格子の存在に依る一次線の減弱を來し，そのためにレ線フィルム上に格子の像を現出する．一次線の減弱は又必要とする露出の増加を意味する．此れ等の現象は使用電壓が上昇して，散亂線含有率が増し，高格子比の鉛の厚い格子の使用される場合に著明である．

此のうち格子の縞目像に就いては從來より微細構造を認知するに當つて生理的，心理的に惡影響を及ぼすと言われて居るが，特にフィルム黒化度，對照度に對する影響に就いて行つた研究は無いので報告する．

フィルム上に生じた鉛格子の縞目像の部分の黒化度は，一次線，散亂線共に其の周圍に比し極めて僅かしか到達しないので，低黒化度である．此のために縞目像が目立たぬ程度の距離から見た場合，フィルム上の或る部分の黒化度が，鉛格子を使用しなかつた場合に比して小となつた樣に見える．

此の場合眼に到達する光の量は，格子像を通過した分と，その他の部分との和であつて，その場合の黒化度は，

$$D'=\log\frac{I_0}{(1-a)I+aI_e}$$ であたえられる．

但し I_0 はフィルムに入射する光の強さ，a は格子目像の面積の全面積に對する割合，

$D=\log\frac{I_0}{I}$ は格子の無い部分の黒化度

$D_1=\log\frac{I_0}{I_e}$ は格子目像の部分の黒化度である．

フィルム上の2部分の格子目像のない場合の對照度をK，格子目像を生ぜしめた場合の對照度をK′とすれば，

$$K=D_1-D_2 \qquad (D_1>D_2)$$

$$=\log\frac{I_2}{I_1} \qquad (I_2>I_1)$$

$$K'=D'_1-D'_2$$

$$=\log\frac{(1-a)I_2+aI_1}{(1-a)I_1+aI_1}$$

$$=\log\frac{I_2+C}{I_1+C} \qquad \left(C=\frac{aI_1}{1-a}\right)$$

$I_2>I_1$　であるから

$$\log\frac{I_2+C}{I_1+C}<\log\frac{I_2}{I_1}$$

$$\therefore K'<K \qquad \Delta k=K-K'=\log\frac{I_2(I_1+C)}{I_1(I_2+C)}$$

格子目像の存在は對照度の低下を來す事になる．此の對照度低下量 Δk は黒化度，對照度に依つて變化し，各黒化度領域に於いて一定でない．

一方格子の使用は黒化度の低下を來すから此れを補うために露出を増加する必要があり，此れは格子目の無い部分の黒化度増加を意味するので，

さきに求めた Δk がそのまゝ格子使用の場合の對照度低下を示すわけではない．格子使用の影響に依る黒化度低下を補うための露出倍率を μ とし，D_n を生ずる必要なレ線量を R_n とすれば，

$$D_n = \gamma \log R_n + C$$

露出を μ 倍とし格子を使用しなかつた場合の，D_1, D_2 に相當する部分の黒化度を D_3, D_4, 格子を使用した場合の黒化度を D_3', D_4' とすれば，D_3, D_4 共に直線部分にあつた場合

$$D_3 - D_4 = \gamma \log \frac{\mu R_1}{\mu R_2}$$

一方

$$D_1 - D_2 = \gamma \log \frac{R_1}{R_2}$$

$$\therefore D_3 - D_4 = K$$

先きの理論に依り

$$D_3' - D_4' < D_3 - D_4$$

$$\therefore D_3' - D_4' < K$$

D_3, D_4 が特性曲線の肩に入れば

$$D_3 - D_4 < K$$

故に此の場合も

$$D_3' - D_4' < K$$

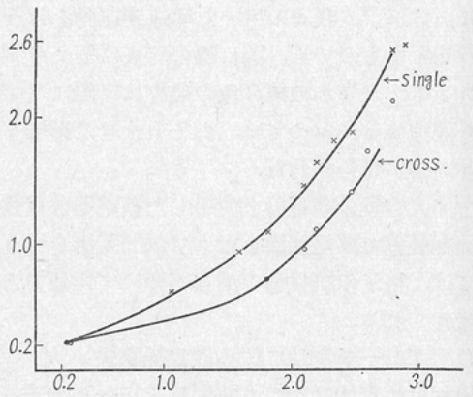
すなわち格子目像の出現は對照度を低下させる．

實驗的に此れが成立するか否かを見るために，フィルム上に格子無しの部分，格子一枚使用，交叉して2枚使用の部分を作り，此れにレ線同時曝照を行い，各部の黒化度を測定した．ファントームは散亂線の影響を除くために使用しなかつた．使用フィルムはさくらYタイプ，現像は指定SD

第　11　表

no grid	single	croso
0.25	0.21	0.21
0.30	0.23	0.21
0.38	0.27	0.23
0.60	0.35	0.28
1.07	0.62	0.50
1.60	0.93	0.62
1.80	1.07	0.70
2.10	1.43	0.96
2.48	1.87	1.40
2.60	2.21	1.72

第　8　図



X－1，20°C, 5分のタンク現像，増感紙は極光FSを使用した．黒化度測定は島津山部式黒化度計にて行つた．

結果は表及び圖に示す通りであつて，低黒化度領域に於いて著しい對照度の低下が認められる．單一格子の場合は黒化度 1.5，交叉格子の場合は 1.1附近で大体 $\Delta k = 0$ となり，それ以後はむしろ Δk は負になつて對照度を増す傾向が認められる．此れはさきの理論で格子目像の部分の黒化度は一定であるとの假定を置いたが，此の領域に至つて此の假定が成立せず，黒化度が急激に増加する傾向を有するためである．此の現像は増感紙及びフィルム内で周圍の光が擴散して來るために起るものと考えられる．他方フィルムの黒化度が特性曲線の肩に達していると考えられる黒化度2.48の部分で單一格子使用では1.87，交叉格子使用では1.40の黒化度を示すに過ぎないので，此れ以上黒化度を上げても局部對照度の低下を來すものと考えられ，格子目の出現はフィルムの上に忠實に再現し得る黒化度範圍を狹くしている事が判明した．

此の様に散亂線除去格子の縞目像が畫現すると，對照度の低下を來すから，此れを消す必要がある．此れには露出が行われている間に單一格子であれば格子目の方向と直角方向に，格子目の間隔に相當する距離だけ移動させ，又交叉格子の場合には格子目と一定の角度に移動すればよい．

此の場合レ管電壓電流波形に依るストロボ効果

や，交叉格子に於ける移動方向に就いて詳細な研究があるが[17]，我々の用いた等速度運動を行うだけの簡單なものでも，縞目像の除去に極めて有効であつて，又僅かの縞目像の殘存は實際にフィルムを觀察するに當つては，あまり大きな影響を及ぼさぬ事が認められた．

たゞ大容量の蓄電器を使用した蓄電器放電式レ線撮影裝置で波尾切斷を行つて瞬間撮影を行う場合には，格子の縞目像の消去が極めて困難であると考えられる．

2) グレーデル法に依る散亂線除去

此れは被寫体フィルム間距離を15～20㎝離す事に依つて被寫体から發生した散亂線のうち，一次線の方向と異る成分をフィルムに到達せしめない樣にする方法である．

此の方法には前項の縞目像の問題は全く無いが，フィルム被寫体間距離の増大に依る尖鋭度の低下，像の擴大等の問題が生じる．

グレーデル法に依る散亂線除去能率に關しては，藏原の詳細な研究（近く日本醫學放射線學會誌に發表）があるが，特に問題になるのはフィルムと被寫体の間から，外部で發生した散亂線が入る可能性がある事である．此の場合には，レ管の所に第1のしぼりを置くと共に，被寫体直前に第2のしぼりを用いてレ線束を必要なだけに狹くしぼり，且つフィルムと被寫体との間に鉛製の枠を設けて，外部で發生する散亂線量を減少させ，フィルムに達しない樣にする必要がある．

露出の能率に關しては，距離の増大に依る線量不足の補充を行う必要があるが，一般に格子使用の場合よりも能率が良い．

3) 散亂線除去濾過板

0.1mm Cu を被寫体フィルム間に置いて 140 KVp 胸部撮影を行つてみたが，散亂線除去能が不充分だつたので其れ以上の研究を行わなかつた前2項に見られれた欠點がないので此れが充分な効果があれば都合がよいので，將來更に檢討の必要がある．

第4章 尖鋭度

第1節 尖鋭度を規定する諸因子間の相互關係

第2章であげた3つの尖鋭度を規定する因子，すなわち，焦點が幾何學的大きさを有するためのボケ U_g，運動に依るボケ U_m，フィルム増感紙の粒狀性に依るボケ U_i，の3つの因子と，胸部レ線寫眞に生じた影像の全体としてのボケ U_t，との間には次の關係が成立する[18]．

$$U_t = U_g + U_m + U_i$$

更に U_g, U_m, U_i，の各々の間には因果關係があつて，何れか1つの變化をすれば，必ず他のものに影響があつてしかもそれが相反する方向に向う性質がある．

すなわち U_m を小にするための撮影時間の短縮は，焦點負荷の増大に依る焦點面積の増大を結果し，U_g の増大を來す．此の際 U_g を一定に保つためには，フィルム又は増感紙の感度増加を必要とし，粒狀性の劣化に依る U_i の増大を來す．

U_i を一定とした場合の，U_m, U_g の變化に依る U_t の變化に就いては Wilsey[8] の研究がある．

此れに依れば，U_m, U_g の或る値の所に U_t の最小値があつて，U_m, U_g の變化に依つては此れ以上尖鋭度を向上させる事は不可能である．

第2節 尖鋭度の改善法

前節に述べた樣に露出時間の變化に依る尖鋭度の改善には一定の限界が存在し，此れを越えて尖鋭度を向上させるには他の方向を見出さねばならない．

すなわち線形焦點及び廻轉陽極の採用に依る焦點許容負荷の増加，心搏運動撮影に依る被寫体運動の減少，更にフィルム増感紙の性能改善が有効である．

此所で問題にするのは管球電壓と尖鋭度との關係である．すなわちレ管電壓を從來用いられた50～70KVp から 140～200KVp に上昇せしめた場合の尖鋭度にあらわれる變化は次に述べる通りである．

第3節 レ管電壓と尖鋭度

レ管電壓Vと，被寫体を通過してフィルムに達する線量Iとの間には次の關係が成立する．

$$I = kV^n \ \mathrm{mA\ sec}$$

但し mA は管電流，sec は撮影時間を表わ

す．k及びnは常數であつて，nは被寫体厚み及び電壓に依つて決定される．

一方レ管焦點にかゝる負荷をLとすれば

$$L=k'V\ mA\ sec$$

從つて一定線量をフィルムに到達せしめるためのレ管焦點負荷は

$\frac{L}{I}=\frac{k'}{kV^{n-1}}$ であるから，レ管電壓の（n－1）乘に逆比例する事になる．nの値に就いては多くの研究結果が報告されて居り 140～200KVp の間で8cmのパラフィンファントームを用いた場合は，大体3である．

かりに n＝3とすれば，一定のレ線量をフィルムに到達させるための管焦點負荷はレ管電壓の2乘に逆比例する事になる．此れはレ管焦點面積がレ管電壓の2乘に逆比例する事を意味する．從つて焦點の巾はレ管電壓に逆比例する．一般にはレ管焦點の巾はレ管電壓の$\frac{n-1}{2}$乘に逆比例する．從つてレ管電壓の上昇は尖鋭度の改善を期待出來る事になる．

Boumers[1213] に依れば U_m+U_g を最小にするための露出時間は

$$topt=\sqrt[3]{\frac{\overline{OF}^2\ E}{4a^2B\overline{OT}^2}}$$ であたえられる．

但しEは管球負荷，Bは焦點の見かけの大きさ1mm²に對して耐え得る最大許容電力をワットで表わしたもの，$\overline{OF}$，$\overline{OT}$ は夫々被寫体フィルム，被寫体焦點間距離である．

又此の場合の U_t+U_g の最小値は

$$Umin=3\sqrt[3]{\frac{a\overline{OF}^2\left(\frac{E}{\overline{OT}^2}\right)}{4B}}$$

で表わされる．

從つて U_g と U^m に依る不尖鋭度は管負荷の1/3乘に比例するから，使用電壓の$\frac{n-1}{3}$乘に逆比例するわけである．

nの値として3をとれば，Uminはレ管電壓の2/3乘に逆比例する事になり，電壓を2倍に上げる事に依つて，尖鋭度を 1.6倍向上させる事が出來る．此れは固定陽極を廻轉陽極に變えた場合の尖鋭度改善率と全く同程度であつて，電壓を2倍に上げた事に依つて固定陽極で廻轉陽極に匹敵する尖鋭度を得る事が出來るわけである．

然しながら此れは上記の最適露出時間を用いた場合であつて，焦點にその許容最大電流を流した場合に於いてのみ達成出來る．

第4節　フィルムの黒化度ムラ，所謂粒子の荒れ

均質無構造の被寫体のレ線寫眞を撮影した場合に，其のレ線像は全く無構造であつて，フィルム上の黒化度分布は被寫体の厚さが一定である限り全く均等であるべきである．然しながら實際に此の様にして撮影したレ線フィルムを觀察すると，フィルム上に微細な黒化度のムラが肉眼で認められる．此れはフィルムの粒狀性と呼ばれるが，此の現象が著明であれば，レ線像の尖鋭度は低下し微細陰影は出現しなくなる．

私の經驗に依ればより高電壓での撮影に於いて此の現象が著明であるかの様な印象を受けたので，此の現象を支配する因子を究明するための研究を行つた．

さくら醫療用レ線フィルムYタイプを用いて，此れに以下に述べる種々の條件下でレ線曝射を行つて，現像定着乾燥したフィルムを肉眼で觀察して粒狀性の程度を見た．ミクロフォトメーターで黒化度分布を曲線として求める方法は，測定器の感度が黒化度に大きく支配されるので，此の場合は不適當である．

ファントーム中に存在する微細構造及びファントームから發生する散亂線の影響を除くために，通常撮影に用いるカセッテにフィルムを増感紙と共に入れて，ファントームを用いずに60～200KVp の各電壓で．フィルム黒化度が 0.3～3.0になる様に露出を變化して撮影を行つた．使用増感紙は極光FSである．

結果は表に示す通りである．

すなわち主觀的なフィルム黒化度ムラに對し，電壓の影響は極めて小であつて，支配的な因子はフィルム黒化度である．主觀的黒化度ムラは黒化度0.60～0.80の領域で最も著明で，此れを上下に

第　12　表

黒化度＼電圧	60 KVp	80	100	140	200
0.2～ 0.4	—	—	—	—	—
0.4～ 0.6	±	±	±	±	±
0.6～ 0.8	∓	∓	∓	∓	∓
0.8～ 1.0	+	+	+	+	+
1.0～ 1.2	±	±	±	±	±
1.2～ 1.4	—	—	—	—	—
1.4～ 1.6	—	—	—	—	—
1.6～ 1.8	—	—	—	—	—
1.8～	—	—	—	—	—

（—）殆んど認めない　（±）僅かに認められる
（+）認められる　（∓）著明に認められる．

遠ざかるに従つて認め難くなる．

次に散亂線の影響を見るために3～12cmの種々の厚さのパラフィンファントームを用いて同様の實驗を行つたが，フィルムの主觀的黒化度ムラに對する散亂線の影響は認められなかつた．たゞ散亂線除去格子を用いて格子目を出現せしめた場合に，主觀的黒化度ムラの減少が感じられるが，此れは格子目の存在に依る微細陰影出現能の低下に依ると考えられる．

次に現像時間の延長，現像液温の上昇は黒化度ムラを増加させるが，日常の撮影に見られる程度の現像條件の變化は殆んど影響が認められない．此のうちでは液温の變化がより大きな影響を有する様である．

次に無増感紙撮影を行えば，此の主觀的黒化度ムラは著しく改善されて殆んど認められなくなる．

以上を總括すれば，主觀的なフィルム黒化度ムラは，撮影條件の影響は小であつて，増感紙が決定的な因子であつて，特定の黒化度領域に於いて著明である．

從つて高電壓撮影時に認められた黒化度ムラの増大感は，低電壓撮影に比し，黒化度ムラの著明な黒化度領域が胸部レ線像のより大なる面積を占めるためであると考える事が出來る．

第5節．黒化度過大の尖鋭度に及ぼす影響

フィルム上に厚い鉛の直方体を置いて撮影を行えば，焦點に依る幾何學的なボケ及び粒狀性のためのボケ以上に黒化が鉛におゝわれた部分に及ぶ事は無い筈である．然しながら黒化度2以上の高黒化度に達すると，此の限度を越えて鉛のかげの部分に迄尾を引いているのが認められ，甚だ高黒化にすると此の黒化の尾は數cmに及ぶ事がある．此れが，増感紙及びフィルム中の散亂線に依るものか，又は増感紙中に發生した光が，フィルム及び増感紙内に存する微粒子に依つて反射を繰り返すためかは明らかでない．恐らく兩方の因子が介入すると思われるが，試みにフィルム増感紙間に黒色の紙片を入れると紙を越えては黒化の尾が進まないのを認めるから，フィルム内での光の反射はあまり大きく無いものと考えられる．

何れにしろ此の現像が起れば，微細構造が存在しても對照度の低下を來し，診斷能が低下する點では運動等他の不尖鋭度の原因と全く同じであり，然もその影響が極めて大である．從つて此の尖鋭度の觀點からすれば，フィルムの黒化度の過大な2以上の部分は診斷に不適當であつて特性曲線の直線部分ではあつても，フィルムの再現能の忠實度は低下していると見なければならない．

此の現象は電壓を上昇しても増加しない様である．

第6節　總　括

以上を總括すれば，尖鋭度は電壓を上昇する事に依つて改善され劣化する事はないと認められる．

然しながら管電壓の上昇に依るレ線コントラストの低下に依つて對照度が低下すると，物体の境界に於いて認知し得る黒化度差を生じるための巾が大になる場合が生じて來る．此れも主觀的には前述の物理的な尖鋭度の低下と同様に受け取るから，實際には物理的な意味での尖鋭度の上昇と，此の現像に依る主觀的な尖鋭度低下との差が，尖鋭度の上昇又は低下として認知されるわけである．

然しながら擴大撮影に際しては，物理的な尖鋭度向上特に焦點の大きさに依る幾何學的な尖鋭度の向上が大きな意味を有するので，此の場合には明らかに使用電壓の上昇が有効である．

第4章　高電壓胸部撮影の試用

第1節　緒　　論

前章迄に論じた通り，高電壓撮影は胸部レ線寫眞の診斷能の向上に關して，種々の特異性のある事が認められたので，此れを日常撮影法として用い得るか，又其の際に從來の撮影法に比し，利害を明らかにするために此れを試用した結果を述べる．

使用した撮影裝置は次の通りである．何れも殆んど試作1號機であるために途中發見した欠點を改良しつゝ撮影を行つた．

1)　島津製蓄電器放電式高電壓撮影裝置「貴船」號蓄電器容量 0.2μF，時間指定に依る波尾切片と，レ管フィラメント電壓變化に依る放電電流波高値の調整とに依り露出決定を行う．焦點は3×3㎜圓形，濾過は Al 1.0㎜で最高使用電壓 140ＫＶである．

主として80～ 140ＫＶでの一般胸部撮影に使用，散亂線除去には固定格子，グレーデル法を用いた．

2)　日立製高電壓撮影裝置

焦點は 3×3㎜圓形，濾過は Al 1.0㎜，最高使用電壓 140KVp 露出決定にはレ管フィメラント電壓變化に依るレ管電流の調整と，電子管タイマーに依る露出時間の決定に依つて行つた．80～ 140KVp での一般胸部撮影に使用，散亂線除去には12：1交叉格子を格子目と45°方向に移動させて格子目を消した．此のために露出時間を自由に撰定し得ぬという欠點があつた．

3)　東芝製ＫＸＯ－14高電壓撮影裝置

殆んど日立製と同規格である．此の裝置は主として斷層撮影裝置に取り付けて高電壓斷層撮影に使用した．濾過は Cu 0.01＋Al 0.5㎜，140KVp，一般胸部撮影にも使用した．

4)　島津深部治療裝置「信愛號」

最大使用電壓 200KVp，20mA の深部治療裝置で高壓印加後所要電壓に上昇してから鉛シャッターを電磁開閉する機構を有するのを利用して，此れにメカニカルタイマーを組み込んで撮影に使用した．

焦點が5×6㎜の長方形で大きいので4mにて撮影した．主として 200KVp での撮影に使用した．散亂線除去は，グレーデル法と14：1固定交叉格子を使用した．

以上の裝置を用いて高電壓撮影を行う場合には必ず同時に大阪レントゲン社製，蓄放式シリウス號特型，1000mA 裝置を用いて低電壓での撮影を行つた．

撮影例數は昭和30年9月頃より昭和31年3月頃迄の間に約1000例で，其の後は 140KVp 撮影を標準の撮影法として行つた．

以上の撮影結果の檢討を行つて得られた結論に就いて以下に述べる．診斷能は結局個人の判定に依らねばならぬ事が多いので，此の様な場合には教室員各員の意見を參考として用いた．

第2節　散亂線除去法

基礎的實驗から明らかな通り，電壓の上昇は散亂線含有率の增大を來すので，此れを除去する必要がある．

格子を使用した場合には，格子比が大となる程除去能が向上するが，一次線の減弱を伴うから無暗に大格子比のものを使用するわけには行かない．

120～ 140KVp では12：1の交子格子で充分である．80KVp～ 100KVp では7：1の單一格子で充分である．

此の場合格子目の出現は微細な肺斑理に對して有害であつて，此れを除去せねば診斷能は低壓撮影に劣る．

從つて格子移動の必要があるが，此の際に特に注意を要するのは，格子移動に際して，フィルムが動く可能性がある事で，我々が經驗した所では，格子とフィルムの直接接觸，格子の運動に依るフィルム支持台の振動が原因となる．此れに對しては，格子移動機構の製作に當り充分注意すると共に，フィルム支持台の柱の頂部から四方に支線を張るのが有效であつた．

グレーデル法は露出能率の點で優るが 140KVp 領域では散亂線除去能が稍ゝ劣る樣であるし，像の擴大，焦點に依るボケの增加を伴うから，格

子法を主として考えるべきである．然しながら固定格子を使用するよりはグレーデル法が診斷能ではるかに勝つている．

200KVp Cu 1.5+Al 0.5濾過では14：1交叉格子でも散亂線除去は完全でない．此れは格子の鉛板を散亂線が透過するためと考えられる．此の電壓を使用する場合は部分撮影を行う事が多いので，此の際にはグレーデル法と，被寫体前にしぼりを併用するのが最も優れている．但し此れを行うと所要の部分を正しくフィルムに入れるのに相當の熟練を要するが，此れはしぼりとフィルム位置とを連動する機構を用いれば解決されるであろう．此の場合散亂線發生の多い肺野外の縱隔洞，肩胛骨等にはなるべくレ線が當らぬ樣にした方がより有効である．

しぼりの使用は患者被曝線量の點からも有意義であるから，撮影電壓に關らず一般に使用する必要がある．

第3節 骨陰影の問題

レ管電壓の上昇は低原子番號の物質に比し高原子番號物質の減弱係數の著明な減少を來す．從つて主として H.C.N.O 等の低原子番號の物質から成る軟部組織に對し，Ca を主成分とする骨組織の陰影は電壓上昇の影響を大きく受けると考えられるが，實際に胸部レ線撮影を行つたフィルムの黒化度測定に依り，此れが認められる事はさきに示した通りである．

此所で注意すべき事は使用レ線の質がレ管電壓のみでは規定出來ず，同じ 200KVp のレ線でも濾過が異れば物質に對する減弱の態度が異る．濾過の增加は電壓の上昇に類似の結果を來す．從つて胸部レ線撮影に用いるレ線の質を電壓のみで表現する事は無意味で，必ず濾過を併記する必要がある．然しながら意識的に外部に挿入した濾過板以外に，レ線管のガラス壁，絶緣用の油層等の濾過が加つているから裝置に依つて，同じ外部濾過板を用いても線質が相違する事になる．又同じ管電壓でも，蓄電器放電式と，通常の變壓器式とでは線質に相違があり，その各々に就いても波尾切斷の有無，電流電壓波形の相違に依つて線質は同一でない．從つて何等かの方法で線質を規定する必要があるが，此れは現在未解決である．

低電壓に於ける鎖骨及び肋骨陰影の存在は，此れに重つた部分の黒化度の低下に依る局部對稱度の減少を來し診斷能を劣化させる以外に，レ線フィルムを觀察する場合に著しい低黒化度すなわち著しい輝度の大な部分が介在するという意味がある．此れは周圍の微細陰影を認め難くすると言う影響がある．

第4節 微細陰影の出現能

電壓を 140KVp 迄上昇しても實驗のレ寫眞に於ける微細陰影の出現能は劣化しない．むしろ周邊部迄一樣にフィルムの特性曲線の直線部に入る事と肋骨陰影の減弱に依つて，肺斑理の走向が肺門部から周邊部に追求出來るという利點がある．

200KVp Cu 1.5+Al 0.5濾過にすれば，焦點面積の大きな事も加つているためか，微細陰影の出現能は著しく低下する．この電壓領域では軟組織に對する減弱係數も著しく減じているから，當然かもしれない．此れを一般的撮影法とするには，フィルムのガンマーを大にする必要がある．試みに1MeV の工業用レ線裝置を用い，ガンマの大きい工業用レ線フィルム#80を使用した人体胸部寫眞が軟組織に對して相當の對照度を示した事から，此れは 200KVp 撮影の將來を示すものと言えよう．然しながら散亂線除去も困難となるので，現在では特殊の目的に用いる他には微細構造の出現という點では現在のところより低電壓の 140KVp に劣る．しかし 200KV以上の撮影でどの程度迄微細構造を現出出來るかは將來に殘された問題であり，我々の目下の研究題目の1つでもある．

140KVp と從來の電壓とを比較すると，微かな病巢陰影の出現という點では，予想に反して 140KVp の方が優れている．此れは肺の病巢の相當の比率を示める部分が，肺野周邊及び肺尖部の從來の撮影法では露出不足になつた部分に存する事と，骨におゝわれた病巢の全貌が判明するためと考えられる．但し此の場合低壓で撮影したフィルムの相當する部分を注意して見れば陰影の存

在を知覺し得る場合が殆んどである．

たゞ石灰化巢に就いてのみは此の關係は反對になる．骨陰影の減退を一方では欲し，他方で石灰化巢の發見を望むのは非論理的である．しかしながら石灰化巢の存在の認知は容易であつて，此れを石灰化巢であると確認するのに低電壓での高對照度を利用出來ないのであるが，此の際には病巢の形態を利用して見當をつける事が可能である．たゞ我々の經驗した1例では肋膜石灰化で，氣管支擴張症に極めて類似した所見を呈したものがあつた．

第5節　撮影條件

各裝置を用いての胸部撮影の條件は表に示す通りである．從來の撮影法に比して必要とする露出が小なので，充分に微細電流及び時間を制御出來なければ從來の觀念で僅かの相違と考えた量が大きな寫眞結果の上の變化を及ぼす事になる．

次に問題となるのは裝置の信頼性の問題である．從來の裝置に比して，使用電壓の上昇が著しい工業的な問題を呈した樣であつて，絶緣破壞，管球不良の頻度が大である．特に此の樣な事故は暫く使用を中止していた場合に，使用を再開した場合に多い樣であるから此の樣な場合には注意を要する．

第5章　高電壓撮影の特異性に關する理論的考案

すでに述べた理論的實驗的考察及び實際の胸部レ線寫眞の檢討の結果高電壓撮影には種々の特異性のある事が明らかとなつたが，レ線裝置の新規設置は經濟的にも大きな問題があるので其の特性に依る利點を從來の裝置に於ける撮影法の改善に依つて補う事が出來るか否かに就いて理論的考察を加える．

先づ撮影の際の露出が散亂線除去に依る線量の減弱を考慮に入れても，なお低電壓より少くてすむ．すなわち能率がよいという點であるが，此れは低電壓領域にのみ有効なフィルム又は增感紙の性能改善が行われねば，常に高壓撮影が優位に立つ．

次に局部對照度の向上，すなわち肺野周邊部及び肺尖部の露出の適正化は，從來の裝置で用い得る最高の電壓を用いて撮影すれば或る程度補い得るから，此れのみで高壓撮影の必要性を強調する事は出來ない．

一側肺野又は肺野の一部に肋膜肥厚，浸出液の貯溜に依る著しい透過困難な部分がある場合に，胸部全体を適正露出の範圍内に入れる事は高電壓を使用しても不可能な事が多い．若し此れを行つても，それは著しい診斷能の低下を來すに過ぎない．從つて部分撮影を必要とするから必ずしも高壓撮影を必要としないかも知れない．

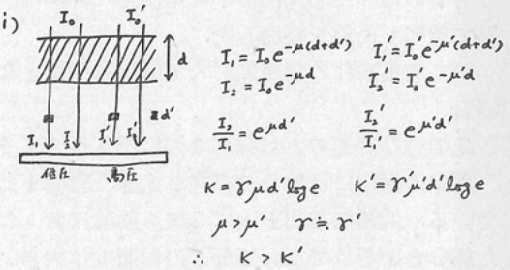
此の場合の部分撮影での高低壓の比較を行つた．

1)　病巢が厚い均質な層におゝわれる場合

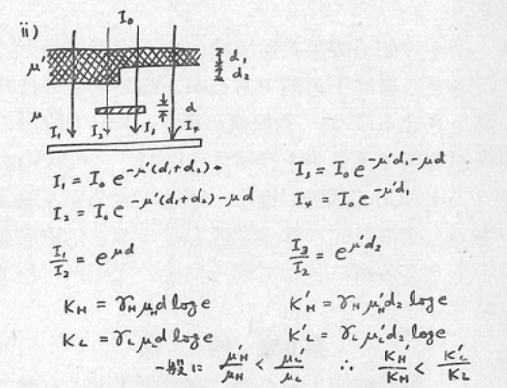
均質な吸收層のフィルター効果，散亂線發生の影響を無視すれば，低壓撮影の方が其の下に存する病巢と周圍との間に大きな對照度を與える．

2)　レ線を吸收して露出不足の原因となつてい

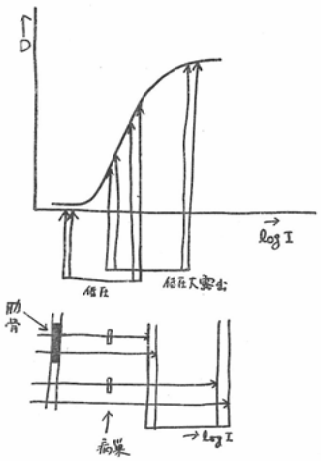
第　9　図



第　10　図



第 11 図



る物質層が構造を有する場合

此の場合には一般にその被覆層の構造の方が被覆されている病巣の構造より大なのが常であるから，高壓撮影が勝つている．特に石灰化巣にかくされた場合に著明であつて，低壓では露出を増しても認め難つた石灰化影下の空洞を 200KVp 撮影で證明した例を經驗した．

3) 病巣自体の對照度が大で露出過不足となる場合

此の時は高壓の方が有利なのは明らかである．

實際の撮影には肋骨の存在が大きな影響を持つている．低壓で露出を大にしても肋骨におゝわれた部分と，そうでない部分との對照度は大きい．若し此れが小となるなら，それは露出過大で特性曲線の肩に入つたためで，診斷能は劣化している．

上記の如く高壓撮影の特性を全部低壓撮影で代行させる事は不可能であるが，此の場合の目的を滿足させるには，對照度の低下，Ca の陰影の消褪が著明である事を利用するので，200KVp Cu 1.5+Al 0.5濾過の様な，高壓，大濾過が適當である．此の目的には大電流容量の深部治療裝置に手を加える事に依つて或る程度の代用が可能である．

第6章 結 論

1. 診斷能向上のために高電壓撮影は有効である．此の場合 140KVp 位迄の然も濾過の少い線を用いると，日常の一般概觀撮影法として適當である．すなわち肺野の周邊部に迄充分の露出をあたえ，肋骨陰影も相當に減弱して，肺紋理の追究，病巣の發見が容易となる．又 200KVp で銅の厚い（1.5㎜）濾過を用いると，Ca 陰影の減退が著しく，又軟組織の對照度も低下するから，此の特性を利用した特殊撮影として適當である．

2. 高電壓撮影には散亂線除去が不可欠である．格子を用いる場合は格子を撮影中に移動させて格子目をフィルムに影出させない様にする事が對照度増加の爲に必要であり，又グレーデル法を用いる時は，必要最小限に線束をしぼる事が散亂線による對照度低下を防ぐために必要である．

3. 物質に依るレ線の減弱に當つては，レ線が連續スペクトルを有しても單波長線と同様な減弱過程を示す．その減弱係數はレ管電壓，濾過及びレ線發生方式に支配されるから，レ線の質を定義する適當な方法を見出す必要があるが現在は未解決である．

4. 格子目の存在は低黒化度部に於ける對照度低下を來す．又微細陰影の出現能をも劣化せしめる．

5. フィルムの粒狀性は電壓の上昇に依つて變化しない．主觀的な粒狀性は主として黒化度に支配される．

6. 現在の高壓撮影裝置は，從來の低壓の撮影裝置に比して，常に等しい條件の撮影を行い得るか？故障のおそれはないかという點に關しての信賴性は充分とは言えない．

（稿を終るに当り，御指導御校閲頂いた恩師入江英雄教授に深く感謝致します．又終始御協力下さつた教室員諸兄姉及び「レ」技術員諸君に感謝します．）

（本論文の要旨は，第15回日本医学放謝線学会総会，第20，21，22，23回日本医学放謝線学会九州地方会に於いて発表した．）

文 献

1) R.H. Morgan: An analysis of the physical factors controlling the diagnostic quality of roentgen images Part I. Am. J. Roentgenol. 54; 128, 1945. —2) R.H. Morgan: Part II. Am. J.

Roentgenol. 54 ; 395, 1945. —3) R.H. Morgan: Part III. Am. J. Roentgenol. 55 ; 67, 1946. —4) R.H. Morgan: Part IV. Am. J. Roentgenol. 55 ; 627, 1946. —5) R.H. Morgan: Part V. Am. J. Roentgenol. 62 ; 870, 1949. —6) R.B. Wilsey: The physical foundations of chest roentgenography —7) R.B. Wilsey, Part I. Am. J. Roentgenol. 30 ; 234, 1933. —8) R.B. Wilsey: Part II. Am. J. Roentgenol. 30 ; 388, 1933. —9) R.B. Wilsey: Part III. Am. J. Roentgenol. 30 ; 523, 1933. —10) W.J. Tuddenham, J. Hale, and E.P. Pendergras: Supervoltage diagnostic roentgenography Am. J. Roentgenol. 70 ; 759, 1953. —11) P.M. Andrews and A. Hambleton: The capacity of x-ray tubes as influenced by the geometric design of the focal spot Radiology, 18 ; 521, 1932. —12) A. Bouwers: Economy and quality in radiology Brit. J. Radiol. 5 ; 311, 1932. —13) A. Bouwers: On the techinic of rapid exposures acta radiol. 12 ; 175, 1931. —14) R.R. Newell and R. Garneau: Threshold visibility of pulmonary shadow Radiology, 56 ; 409, 1951. —15) W.Kolb: Ein Sichtgerät für Röntgenspektren Fortschritt. Röntgenstr. 84 ; 744, 1956. —16) O.Mattson: Some studies on primary and secondary radiation and secondary screening in diagnostics up to 200kV. Acta radiol. 46 ; 621, 1956. —17) O. Mattsson: Practical photographic problems in radiography with special reference to high voltage technicue Acta radiol. Suppl. 120, 1955. —18) A. Nemet, W.F. Cox, and T.H. Hills: The contrast problem in high kilovoltage medical radiography Brit. J. Radiol. 26 ; 185, 1953. —19) P. Profitlich: Die Abhängigkeit des mA-Sek. Produktes von Filter und Spannung Fortschr. Röntgenstr. 42 ; 252, 1930. —20) E. Weber and C. Russo: Ueber die Abhängigkeit der Expositionszeit von der Spannung. Fortschr. Röntgenstr. 43 ; 226, 1931. —21) E. Dale, J.P. Kelloy and G.A. Cathey: The use of filters to control radiation exposure to the patient in diagnostic roentgenology Am. J. Roentgenol. 67 ; 946, 1952. —22) B.E. Keane and G. Spiegler: Stray radiation from diagnostic x-rat beams Brit. J. Radiol 24 ; 198, 1951. —23) J.H. Harris, W.J. Tuddenham. L. Stanton, F. Glauser and E.P. Pendergrass: The developement of a chest phantom for use in radiologic dosimetry Radiology, 67 ; 805, 1956. —24) H. Schober: Die Abhängigkeit des Schwärzungskontrastes einer Röntgenaufnahme von Röhrenspannung und mAs-Produkt Fortschr. Röntgenstr. 78 ; 472, 1953. —52) D. Schoen: Hartstrahltechnik und Feinfokusröhre in der Diagnostik des Kehlkopfes Fortschr. Röntgenstr. 78 ; 170, 1953. —26) H. Kolbow: Dosiserparnis durch Anwendung härterer Strahlung in der Röntgendiagnostik als Ergebnis intravaginaler Dosismessungen Strahlentherapie. 68 ; 620, 1940. —27) H. Schober: Untersuchungen über die verwendbarkeit des Spannungsbereiches zwischen 100 und 300kvs in der Röntgendiagnostik Fortschr. Röntgenstr. 81 ; $^{37}/_{38}$, 1954. —28) J. Bücker: Erfahrungen mit der Hartstrahltechnik und der Feinfokusröhre Fortschr. Röntgenstr. 77 ; 153, 1953. —29) G. Spiegler: Das Röntgenbild-dosimetrisch betrachtet Fortschr. Röntgenstr. 80 ; 754, 1954. —30) R. H. Morgan and W.W. van Allen: The sensitometry of roentgenographic films and screens Radiology. 52 ; 832, 1949. —31) E.D. Traout, D.E. Graves and D.B. Slauson: High-kilovoltage radiography Radiology, 52 ; 669, 1949. —32) S.R. Warren, Jr. Roentgenographic unsharpness of the shadow of a moving object Radiology, 28 ; 450, 1937. —33) A.W. Fuchs: The optimum kilovoltage techinique in military roentgenography Am. J. Roentgenol. 50 ; 358, 1943. —34) A.W. Fuchs: Military photoroentgen technique employing optimum kilovolt peak principle Am. J. Roentgenol. 53 ; 587, 1945. —35) R.H. Morgan and Ira Lewis: The protection of photofluorographic personnel Am. J. Roentgenol. 55 ; 198, 1946. —36) R.H. Morgan: The control of diagnostic quality in roentgenograms of the chest Am. J. Roentgonol. 50 ; 149, 1943. —37) W.J. Tuddenham, J.F. Gibbons, J. Hale and E.P. Pendergrass: Supervoltage and multiple simultaneous roentgenography New techiniques for roentgen examination of the chest Radiology, 63 ; 184, 1954. —38) R.H. Morgan: Physical problems of fluoroscopy and spot-film radiography Radiology, 52 ; 786, 1949.

—1) 尾関巳一郎：胸部「レ」診断に関する基礎的研究（続），医学研究，23，2209，1953. —2) 神田耕介：興味あるレントゲン喉頭像を写した喉頭癌の1例，日医放，Vol. 14，16，1954. —3) 入江英雄：肺のレントゲン診断私見ところどころ，日本臨床結核，14，142，1955. —4) 神田耕介：高圧撮影法，胸部撮影の基礎的実験，日医放，Vol. 14，644，1955. —5) 神田耕介：高電圧矢状方向直接喉頭撮影法，日医放，Vol. 15，20，1955. —6) 神田耕介：減弱率から見た高圧撮影の対照度，日医放，Vol. 15，196，1955. —7) 神田耕介：管電圧と肺のレントゲン診断，臨床と研究，32，996，1955.

—8) 尾関巳一郎：胸部レ診断に関する基礎的研究，医学研究，23，1496，1953. —9) 入江英雄：肺結核のレントゲン診断に関する諸考察，福岡医学雑誌，44，255，1953. —10) 神田耕介：理論的考察による高圧撮影下の造影剤（沃度）の濃度，日本臨床研究，15，235，1956. —11) 入江英雄：胸部高圧撮影の床臨，矢状方向撮影像を中心とした診断法の検討，日医放16，341，1956. —12) 神田耕介：60%油性ウロコリンによる高電圧気管支造影について，呼吸器診療，11，52，1956. —13) 入江英雄：胸部高圧撮影，正面像について，結核研究の進歩，15，15号，17，1956.

Study about the diagnostic quality of high voltage chest roentgenogram

By

Koichi Murakami

(From the Department of Radiology, the Kyushu University Medical College Fukuoka, Japan Director: Prof. Dr. H. Irie)

I have studied theoretically and experimentally about the influences of the use of high voltage on the factors which determine the diagnostic quality of chest roentgenogram.

The conclusions are as follows;

1. In general, the use of high voltage in chest roentgenography improves the diagnostic quality. As routine procedure for daily roentgenogram it is preferable to use X-rays up to 140 KVp and with relative light filtration such as 1.0 mm Al. By the method, we could give enough exposure to the peripheral part of the ludg field, and the shadow of the ribs vanished considerably, so it was easy to observe the pulmonary pattern from hilar part to periphery, and to find out the pathological signs.

On the other hand, the utilization of the 200 KVp or more higher X-rays with heavy filtration such as 1.5 mm Cu was valuable for special purposes, because it causes both the decrease of contrast of soft tissue shadow, and almost complete vanishment of rib shadow.

2. It is necessary to eliminate scattered rays originated from object to get good result in high voltage roentgenography. If grid was used for this purpose, as the grid pattern images superimposed on film will cause the deteriorate effects on the diagnostic quality of this film, it is required to utilize "moving grid". In Groedel technique it is preferable to restrict the field size of the X-ray beam as much as possible by means of diaphragm system, or it is impossible to eliminate the scattered ray sufficiently.

3. The attenuation of wide beam X-rays with continuous spectrum, which is used in roentgenogrophy, by materials was studied by photographic film density method. Under these experimental conditions, the attenuation was approximately exponential, and I could get "apparent attenuation coefficient" as in the case of monoenergetic narrow beam X-rays. These "apparent attenuation coefficients" depend on X-ray tube voltage, filtration, and wave form of voltage and current in high voltage circuit. It is advaisable to express the quality of X-rays by a suitable parameter, but this problem is not yet completely solved.

4. The superimposition of the grid pattern on X-ray photogram will cause the deteri-

oration of the readability of small faint shadow, and the decrease of contrast in low density region of the film.

5. The grainess of film blackening was independent of X-ray tube voltage. The subjective grainess depends on film blackening mainly.

6. The reliability of the high voltage roentgenography equipments are inferior to the one of the low voltage equipment at least in present time. Namely, the frequency of the damage of the equipment is higher, and the stability of the exposure time, tube current is lower, than that of low voltage equipment.